

KLINISCH-EXPERIMENTELLE UNTERSUCHUNGEN
ÜBER DAS FUNKTIONSVERHALTEN ABGESTÜTZTER
UNTERKIEFER-FREIENDPROTHESEN MIT BREIT-
FLÄCHIG MEDIANER VERBINDUNG UNTER VER-
WENDUNG ZUSÄTZLICHER FEDERNDER APPENDICES

Wolfgang Renneberg

1966

Aus der Prothetischen Abteilung
des Zahnärztlichen Universitätsinstituts der Freiherr
Carl von Rothschild'schen Stiftung "CAROLINUM"
der Johann Wolfgang Goethe-Universität in Frankfurt/Main
Direktor: Professor Dr. J.F. v. Reckow
Abteilungsleiter: Professor Dr. M.Kuck

Klinisch-experimentelle Untersuchungen über das Funktions-
verhalten abgestützter Unterkiefer-Freiidprothesen
mit breitflächig medianer Verbindung unter Verwendung
zusätzlicher federnder Appendices.

INAUGURAL-DISSERTATION
zur Erlangung der zahnärztlichen Doktorwürde
der Hohen Medizinischen Fakultät
der Johann Wolfgang Goethe-Universität
zu Frankfurt am Main

vorgelegt von
Wolfgang Renneberg
aus Frankfurt/Main

Dekan : Professor Dr. med. W. Rotter

Referent : Priv. Doz. Dr. D. Windecker

Korreferent : Professor Dr. M. Kuck

Mündliche Prüfung : 27. Juni 1966





Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41546413_0038

<u>Gliederung</u>	<u>Seite</u>
I. Problemstellung.	2
II.A) Kurzer Rückblick über die Entwicklung der abgestützten Freidendprothese.	3 - 15
1. Einfach abgestützte Freidendprothese.	
2. Schienung des anterioren Restgebisses und die verschiedenen Verbindungsarten zwischen Schienung und Prothesensätteln.	
3. Heutiger Stand der Entwicklung: Die gemildert starren Verbindungen.	
4. Die breitflächig mediane starre Verbindung.	
a) Charakteristika.	
b) Funktionsverhalten.	
c) Die noch offenen Fragestellungen: Rückholfeder.	
5. Konzipierung der Versuchsanordnung und deren Begründung.	
B) Experimenteller Teil.	16 - 20
1. Kurzer Abriß der Entwicklung unseres elektrischen Kaukraftmessverfahrens.	
2. Die Verbesserung der eigenstabilen Kaukraftmessdose.	
C) Klinisch-experimentelle Untersuchungen am Patienten.	21 - 31
1. Methodisches Vorgehen.	
2. Darstellung der Patientenfälle.	
3. Zusammenfassung der Ergebnisse.	
III. Diskussion.	32 - 35
IV. Zusammenfassung	36
V. Literaturverzeichnis.	37 - 41

I. Problemstellung.

Die Konstruktion der abgestützten bilateralen Freiidprothese im Unterkiefer hat durch die Entwicklung der letzten Jahre wertvolle neue Impulse erhalten. Die klinische Beobachtung hat gelehrt, daß die sattelnah starren und die beweglichen Verbindungsarten nicht geeignet sind, der unterschiedlichen Resilienz von parodontalem und gingivalem Prothesenlager Rechnung zu tragen. Die gemilderten starren Verbindungen haben sich als funktionell überlegen erwiesen. Die Frankfurter Schule hat im Verlauf der vergangenen fünf Jahre mit der breitflächigen medianen Verbindung günstige klinische und klinisch-experimentelle Ergebnisse erzielt (Kuck 31, Müller 34, Windecker 60). Ungeklärt ist noch die Frage, ob das Rückholvermögen der breitflächigen medianen Verbindung nach Aussetzen der Kaukraft ausreicht, um eine Entlastung des gingivalen Prothesenlagers zu erzielen. Es soll deshalb in der vorliegenden Untersuchungsreihe überprüft werden, ob sich durch das Einfügen von Federappendices zusätzlich zu der breitflächigen medianen Verbindung eine Verbesserung des Funktionsverhaltens der bilateralen Freiidprothese im Unterkiefer erzielen läßt.

II.A Kurzer Überblick über die Entwicklung der abgestützten Freiendprothese.

1) Einfach abgestützte Freiendprothese

In der Anfangsperiode des abgestützten Zahnersatzes kam auch bei frei endenden Prothesensätteln die sattelnah starre Abstützung ohne Schienung des Restgebisses zur Anwendung. (Bonwill 7) (Kantorowicz 23)

Die klinische Beobachtung hat jedoch gezeigt, daß es dabei zu einer Kippung und Überbelastung des zur Abstützung herangezogenen Zahnes kommt, was nach kurzer Zeit zu dessen Verlust führt. Außerdem verhindert die sattelnah Abstützung ein translatives Einsinken der Prothesensättel; es kommt bei Kaukrafteinwirkung zu einer schmerzhaften distalen Randeinsenkung, wodurch der Nutzeffekt dieser Konstruktion herabgesetzt wird. In neuerer Zeit setzt sich nur noch Ney (35) für dieses Prinzip ein. Lorenz (32) von der Frankfurter Schule schränkte die Indikation des Ney-Systems ohne Schienung des Restgebisses auf Schaltprothesen mit klarer Brückenindikation ein.

Die Mißerfolge mit der sattelnah starren Abstützung von Freiendsätteln veranlassten schon 1936 Thielemann (53) zu der Forderung, die als Druckanker dienenden Auflagen in die dem Sattel abgewandte Fissurengrube des letzten natürlichen Zahnes zu verlegen und die als Zuganker wirkenden Klammerarme nach dem Freiendsattel hin offen zu gestalten. Kantorowicz (22) revidierte in seiner "Statik der partiellen Prothese" die ursprünglich vertretenen Konstruktionsgedanken einer sattelnah starren Abstützung und kommt aufgrund physikalischer Modellversuche zu der Feststellung, daß die mesiale Sattelabstützung so weit wie möglich vom Sattel weg zu verlegen sei, um ein annähernd translatives Einsinken der Prothesensättel zu gewährleisten. Dieser Gedanke wurde von Scheu (38) aufgegriffen, der sich um die Vervollkommnung der "sattelfernen Lagerung" auch mit einfachen Halbfertigfabrikaten bemühte. H.J. Elbrecht (12)

stellt aufgrund seiner Untersuchungen fest, daß eine sattelferne Abstützung eine Basisvergrößerung nach mesial bewirkte.

Der von Scheu (38) geprägte Begriff der "sattelfernen Lagerung" war geeignet, die funktionelle Einordnung dieser Konstruktionsart zu erschweren. Bei der so weit als möglich nach mesial verlegten, als Druckanker wirkenden Auflage, die von den Zugankern getrennt wird, handelt es sich ganz eindeutig um ein abstützendes Element, weshalb der Begriff der sattelfernen Abstützung diese Konstruktionsart besser kennzeichnet.

Die sattelferne Abstützung wurde an dem Frankfurter Universitätsinstitut eingehend untersucht. (Kuck (21), Hertenstein (20), Müller (34) und Windecker (58))

21 Schienung des anterioren Restgebisses und die verschiedenen Verbindungsarten zwischen Schienung und Prothesensätteln.

Die Notwendigkeit einer Schienung des Restgebisses wird heute allgemein anerkannt. Über die Art der Verbindung zwischen Schienung und Prothesensätteln werden noch viele unterschiedliche Ansichten vertreten.

Die Schienung des Restgebisses eines teilbezahnten Kiefers hat den Zweck, die natürlichen Zähne so zusammenzufassen, daß sie von jeder Belastung gemeinsam getroffen werden, wodurch die einwirkende Kraft auf sämtliche noch vorhandenen Parodontien verteilt wird. So wird die Restzahngruppe in die Lage versetzt:

- a) Selbst stärkere Kaukräfte aufzunehmen,
- b) einen großen Anteil der auf die Prothesensättel einwirkenden Belastungen mitzutragen.

Wir unterscheiden die Krallenschiene und die Kappenschiene. Hinsichtlich ihres funktionellen Wertes unterscheiden sich die beiden Schienungsarten grundsätzlich:

Die Krallenschiene schaltet horizontale Schubmomente

innerhalb der verblockten Restzahngruppe aus, erlaubt aber noch eine axiale Belastung des Einzelzahnes.

Die Kappenschiene hingegen verhindert sowohl horizontale, als auch vertikale Belastungen des Einzelzahnes. Die Restzahngruppe dient in ihrer Gesamtheit als geschlossener Verband bei der Aufnahme sämtlicher Kaukraftkomponenten.

Damit ergeben sich schon Hinweise auf die Indikationsstellung für die beiden Schienungsarten:

Die Krallenschiene kann dann Anwendung finden, wenn der parodontale Zustand eines geschädigten oder gefährdeten Restgebisses noch die Übertragung axialer Kräfte auf den Einzelzahn gestattet oder sogar therapeutisch wünschenswert erscheinen läßt, wohingegen die Kappenschiene angezeigt ist, wenn es ratsam erscheint, den Restzahnbestand in seiner Gesamtheit zur Aufnahme horizontaler und vertikaler Kaukraftkomponenten heranzuziehen, und die Belastung des einzelnen Zahnes zu vermeiden.

Aufgrund ihres funktionellen Wertes ist die Krallenschiene als eine Schienung 1. Grades, die Kappenschiene als eine Schienung 2. Grades zu bezeichnen.

Die ersten Ansätze zur Entwicklung der herausnehmbaren Schienung gelockerter Zähne im Zusammenhang mit dem Einfügen eines Zahnersatzes lassen sich weit zurückverfolgen (Gall 15, Anfang des 19. Jahrhunderts) (Delabarre 9, 1820). Die Gedanken aus der damaligen Zeit werden erst wieder zu Beginn unseres Jahrhunderts aufgegriffen und weiter vervollkommenet.

In der Mitte der zwanziger Jahre unseres Jahrhunderts erkannten einzelne Autoren, daß eine Rationierung der Basis der herausnehmbaren Teilprothese und eine dem rein parodontal getragenen Zahnersatz ähnliche Kaukraftaufnahme-fähigkeit nur zu erzielen ist, wenn das gesamte Restgebiss zur Kaukraftaufnahme herangezogen wird. Auch bei der

Versorgung von Freiendsätteln sollte eine Abstützung auf allen noch vorhandenen natürlichen Kaueinheiten erfolgen. Aufgrund dieser Überlegungen gab Beach (3) 1924 für das anteriore Restgebiß im Unterkiefer seine "wrought continous interdental support" an, die später Kennedy (24) dahingehend verbesserte, daß durch ihren Verlauf knapp oberhalb der Tubercula der unteren Frontzähne ihre abstützende Wirkung erhöht wurde.

Diese fortlaufende Klammer sollte als Auflage und als Schienung des Restgebisses dienen, während die Zugsicherung mittels einfacher, den letzten natürlichen Zahn von distal umfassenden einarmigen Drahtklammern bewerkstelligt wurde. Wir müssen heute aufgrund der klinischen Beobachtungen die nicht an den Inzisalkanten der unteren Frontzähne abgestützten fortlaufende Klammer ablehnen, da sie infolge des Abbaues der zahnlosen Abschnitte des Alveolarfortsatzes unter Protrudierung der unteren Frontzähne bis zum Zahnfleischsaum absinkt.

Aufgrund ~~dieser~~ Beobachtungen hat A. Elbrecht (11) schon 1931 ein System abnehmbarer Schienen angegeben, die zur Fixierung und Entlastung parodontal geschädigter Zähne dienen und die zu schienenden Zahngruppen oral und vestibulär umfassen. Dabei wurden die Inzisalkanten der Frontzähne, bzw. die Okklusionsflächen der Seitenzähne überquert, womit eine Abstützung der fortlaufenden Klammer-elemente am Restgebiß erzielt wurde. An Stelle des vestibulär verlegten labialen Bandes trat aus ästhetischen Gründen im weiteren Verlauf der Entwicklung die Interdentalkralle, die eine hervorragende abstützende und schienende Wirkung besitzt. In der neuesten Zeit ist durch das Modell-Einstückgußverfahren eine hohe Präzision in der Herstellung der Elbrechtschiene erzielt worden, die bei parodontal dekompensierten voll- und teilbezahnten Gebissen die in ihrem Zahnbett geschädigten natürlichen Kaueinheiten vor schädlichen horizontalen Kaukraftkomponenten bewahren hilft.

Neben dieser vor allem von A. Elbrecht (11) geförderten

Entwicklung von der nicht abgestützten Fortlaufenden Klammer zu einem Schienungselement von hohem physiologischem Werte (der Krallenschiene), modifizierte Spreng (45) die Kennedy-Klammer in einer anderen Weise: So wie Kennedy die "wrought continuous interdental support" nach Beach (3) vom Verlauf oberhalb des Gingivalrandes (eine Konstruktion, die schon bei Gall (15) angegeben wird) auf die Tubercula der unteren Frontzähne anheb, verlegt Spreng zu einer besseren Abstützung die fortlaufende Klammer so weit inzisal bzw. occlusal, daß sie auch auf die Schneidekanten der Frontzähne, resp. die Kauflächen der Seitenzähne zu liegen kommt und auf diese Weise breitflächig Kaukräfte in axialer Richtung auf die Pfeilerzähne übertragen kann. Vielfach ist dabei notwendig, den lingual gelegenen Inzisalkantenanteil der Frontzähne leicht zu beschleifen, wodurch auch die ästhetischen Ergebnisse der an der Schneidekante sichtbar werdenden Kappenschiene günstig beeinflußt werden. Die Kappenschiene wurde von van Thiel (52) untersucht und ihre Anwendung befürwortet. Während Spreng bei der mittels einer Kappenschiene abgestützten Teilprothese ohne Sublingualbügel auskommen will, empfiehlt die Frankfurter Schule wie auch van Thiel zur transversalen Versteifung den Unterzungenbügel (Kuck 28) (van Thiel 49).

Auch Reichenbach (36) kommt 1953 bei seinen Untersuchungen mit der Konstruktionsform nach Spreng zu positiven Ergebnissen. Er kritisiert ästhetische Mängel und Kariesgefahr.

Auch die Verbindung zwischen Schienung des Restgebisses und Prothesensätteln wurde in ihrer Konstruktion häufig verändert und ist auch heute noch von einer einheitlichen Bewertung weit entfernt.

Schröder (43, 1924) und Rumpel (37, 1927) empfahlen die sattelnah starre Verbindung.

Spreng (45) schreibt 1953, die Zwischenschaltung von Schaltstücken zwischen Sattel und Fixierungsteil sei nur bei stark nachgiebigem Schleimhautpolster nötig.

1933 empfiehlt Häupl (17) zur starren Verbindung Teleskopkronen.

Auch Schreiber (41) tritt 1959 für das Prinzip der Teleskopkronen bei sattelnah starrer Verbindung ein.

Doch wie bei der sattelnah starren Abstützung zeigte die klinische Untersuchung bei der sattelnah starren Verbindung zwischen Schienung und Prothesensätteln, daß es zur Überbelastung der sattelnahen Zähne kam.

Amerikanische Autoren (Caillien b. Kennedy 24) regten deshalb zwischen Schienung des Restgebisses und Prothesenkörper Kraftbrecher in Form von Federn einzuschalten, die die Pfeilerzähne vor schädlichen Kaukraftkomponenten bewahren sollten. In Deutschland wurde dieser Gedanke von der Berliner Schule unter Schröder aufgegriffen. Durch die Frankfurter Schule und den Frankfurter Arbeitskreis (Fritsch, A. Elbrecht, Thielemann, E. Grohs, Nowack) wurde das Problem der federnden Abstützung systematisch bearbeitet.

Von Anfang an zeichnen sich dabei zwei gegensätzliche Meinungen ab: Während Schröder den Federappendix als ein Element zur Kaukraftübertragung auf das Restgebiss ansah, strebte die Frankfurter Schule mittels der federnden Verbindung eine Entlastung der Restzahngruppe an.

Im Laufe der letzten dreißig Jahre fand die federnde Verbindung zwischen Schienung des Restgebisses und Prothesenkörper eine umfassende Bearbeitung und es wurden zahlreiche Modifikationen des von Kennedy (24) bereits 1927 festgelegten Grundprinzipes publiziert, z.B. Hakenfederklammer, Fehr (14) Zentralpunktfeder, Heintz (18) Tübinger Doppelfeder, Strack (47) und Körber (26).

Eine weitere Art der beweglichen Verbindung zwischen einem verblockten Restgebiss und dem Prothesenkörper stellen die Gelenke verschiedener Freiheitsgrade dar. Gelenkige Verbindungen kamen schon um die Mitte des vorigen Jahrhunderts zur Anwendung. Evans (13) beschreibt

1865 eine bewegliche Klammer, die um eine senkrechte Achse drehbar als ein Gelenk mit einem Freiheitsgrad aufzufassen ist. Die Gelenke wurden vor allem in der Schweiz in den Jahren nach dem zweiten Weltkrieg zu feinmechanischen Behelfen von hoher technischer Vollendung entwickelt und sollten, entsprechend den Anforderungen des einzelnen Falles, Bewegungen des Freundsattels um 1-3 Freiheitsgrade, bzw. 1-4 Freiheiten (H.J. Elbrecht und Biaggi 4) gestatten. Im einzelnen sind dies:

1. Bewegungen um eine transversale Achse.
2. Bewegungen um eine sagittale Achse.
3. Bewegungen um eine vertikale Achse.
4. Senkrechte Translation.

Diesen Exkursionsmöglichkeiten entsprechen Rotationen um drei zueinander senkrecht stehende Achsen und eine Gleitbewegung. Ein Gelenk, das sich nur um eine transversale Achse bewegen kann, ein Scharniergelenk, erlaubt lediglich Kippbewegungen des Prothesensattels. Der Nutzeffekt der Prothese ist wegen der schmerzhaften distalen Randeinkerbung gering, entsprechend den Gegebenheiten bei einem sattelnah starr abgestützten Freundsattel, wenn auch die schädlichen Hebelwirkungen auf den letzten natürlichen Zahn oder das verblockte Restgebiss dabei ausgeschaltet werden. Dafür ist aber auch keine Kaukraftübertragung auf die vorhandenen natürlichen Zähne möglich.

Mit zunehmenden Freiheitsgraden wird die Verbindung zwischen Schienung des Restgebisses und Prothesenkörper immer labiler, so daß der die künstliche Zähne tragende Prothesenteil sich zu einer in zunehmendem Maße gingival belastenden Konstruktion entwickelt, bis schließlich bei den Resilienzgelenken mit vier Freiheiten eine funktionelle Trennung der dental und gingival getragenen Prothesenteile eintritt, entsprechend dem von Stein (46) verfolgten Gedanken einer völligen Zerteilung der Prothesenkonstruktion. Gelenke mit mehreren Freiheitsgraden erlauben also im wesentlichen - bis auf Kaukraftkomponenten von zu vernachlässigender Größe - nur eine

gingivale Belastung und es gelten für sie die beim rein schleimhautgetragenen Zahnersatz gültigen funktionellen Gesetzmäßigkeiten. Damit wird klar, daß der mit diesen hochkomplizierten feinmechanischen Behelfen verbundene Aufwand in gar keiner vernünftigen Relation zum Behandlungsergebnis steht.

3) Heutiger Stand der Entwicklung:

Die gemildert starren Verbindungen.

In den letzten Jahren setzt sich die Erkenntnis durch, daß die in der zahnärztlichen Prothetik als starr bezeichneten Konstruktionselemente nicht wirklich starr im mechanischen Sinne sind.

H. van Thiel schreibt 1954 (50), der Begriff der starren Abstützung sei nicht als absolut aufzufassen.

Kuck (31) und Müller (34) stellen bei der in Frankfurt entwickelten breitflächigen medianen sattelfernen Verbindung eine gewisse scharnierartige Elastizität fest, durch welche die Starrheit des Konstruktionsprinzips gemildert werde.

Windecker (60) bezeichnet die bilateral sattelfern starre und die breitflächige mediane sattelferne Verbindung als gemildert starr.

U. Heintz (19) spricht sich für die federnde Verbindung aus, sie müsse nur entsprechend den auftretenden Kaukräften stark genug dimensioniert sein. Er empfiehlt einen Platin-Panzergolddraht von 1,8 mm Durchmesser bei einer Länge von einem Zentimeter.

Das Ergebnis dieser Erkenntnisse darf man wohl folgendermaßen zusammenfassen:

1. Die Verbindung zwischen Schienung und Restgebiß soll so sattelfern wie möglich liegen.
2. Die Verbindung soll so starr sein, daß eine Rückkehr der Prothesensättel in ihre Ausgangslage garantiert

wird und die Bruchgefahr der verbindenden Elemente praktisch ausgeschaltet wird.

3. Die Verbindung soll so elastisch sein, daß eine möglichst gleichmäßige Belastung der Restbezahnung eintritt und die einwirkenden Kräfte auf Parodontien und Gingiva entsprechend der physiologischen Kapazität dieser beiden Prothesenlager verteilt werden.

4) Die breitflächig mediane starre Verbindung.

a) Charakteristika.

Die ungünstigen Eigenschaften der sattelnah starren und der federnden Verbindung führten dazu, daß die Frankfurter Schule in dem Bestreben, die Verbindung zwischen Schiene und Prothesensätteln möglichst weit nach mesial zu verlegen, zuerst die bilaterale sattelferne starre Verbindung und daraus die breitflächige mediane starre Verbindung entwickelte. Das Restgebiß wird mit einer Krallenschiene bzw. bei entsprechender Indikation (Kopfbißstellung der Frontzähne oder Notwendigkeit der Rekonstruktion der Okklusionsebene) mit einer Kappenschiene verblockt (siehe Abb. 6). Die Zuganker am letzten natürlichen Zahn werden immer nach distal offen gestaltet. Der Sublingualbügel muß so stark dimensioniert sein, daß er keine Federung mehr ermöglicht, um laterale Exkursionen zu verhindern. Die Prothesensättel werden funktionell ausgeformt und sollen bis zum trigonum retromolare reichen.

b) Funktionsverhalten.

Bei dieser Konstruktion ist die Verbindung so weit sattelfern wie nur möglich verlegt worden. Dadurch gelingt es, die das Restgebiß in unphysiologischer Weise belastenden Kippbewegungen der Prothese zu mildern. Außerdem wird ein nahezu translatives Einsinken der Freundsättel ermöglicht. Diese beiden Konstruktionsmerkmale erlauben eine ausgeglichene Beanspruchung des parodontalen und gingivalen Prothesenlagers. Die Starrheit des Systems wird durch eine leichte,

der breitflächigen medianen Verbindung innewohnenden scharnierartigen Wirkung gemildert.

Nach diesem Prinzip konstruierte Prothesen wurden seit vielen Jahren von der Frankfurter Schule erprobt und haben sich klinisch und experimentell hervorragend bewährt. Sie werden oft jahrelang ohne die Notwendigkeit einer Unterfütterung getragen. Windecker (60) konnte bei seinen Messungen gegenüber allen anderen Konstruktionsformen der Freidendprothese ein erheblich gesteigertes Kaukraftaufnahmevermögen registrieren.

c) Die noch offenen Fragestellungen : Rückholfeder.

Zum Schluß dieser Übersicht über die Entwicklung und Vielfalt der Konstruktionsmöglichkeiten unterer Freidendprothesen soll noch auf die Resilienzfeder eingegangen werden, die in dieser Arbeit in Kombination mit der breitflächig medianen Verbindung eine wichtige Rolle spielt.

Janke (21) befaßt sich 1963 mit der Rückführung des Prothesensattels nach dem Kauakt. Er stellt fest, daß die Schleimhaut unterhalb des Prothesensattels bei jedem Kauimpuls zumindest in begrenztem Bereiche vollkommen abbläst. Das heißt, die Schleimhaut unter dem Prothesensattel wird bei Belastung blutleer. Bei wirklicher Rückkehr des Prothesensattels in die Ausgangslage kommt es wieder zur Durchblutung. Kehrt der Sattel nicht mehr in die Ruhelage zurück, beginnt infolge Druckatrophie ein Kieferkammchwund.

Janke warnt davor, die Schleimhaut mit einer Gummiplatte zu vergleichen und weist auf die Bedeutung der Ischämie für den Zellchemismus hin. Der Autor verlangt, alle Kräfte, auch die geringsten, welche die Rückkehr des Prothesensattels zu verhindern imstande sind zu beachten.

Neben der allgemein bekannten, schädlichen Wirkung der aktivierten ein- und zweiarmigen Klammer weist Janke auf die Gefahr sogenannter Klemmprothesen sowie schwer genender Scharniere und falsch konstruierter Resilienzgelenke hin. Er empfiehlt "Rückholfedern" an Scharnieren und Geschößen, um die Rückkehr der Sättel in ihre Ausgangslage zu sichern.

Müller (34) untersuchte in seiner Dissertation 1962 eine Prothese mit federnder Verbindung, an der nachträglich eine breitflächig mediane Verbindung angebracht wurde. Er faßt dabei die Federn auch als Rückholelemente auf und schreibt: "Bei dieser Konstruktion können die Federverbindungen zur Rückführung der entsprechend der Resilienz beim Kautakt nachgebenden Sättel angesehen werden." An dieser Stelle muß erwähnt werden, daß die Frankfurter Schule zwar von breitflächig median gelegener starrer Verbindung spricht, aber Einigkeit darüber besteht, daß in der medianen Verbindung eine scharnierartige Beweglichkeit liegt. Hierzu schreibt Müller im Zusammenhang mit der Kappenschiene: "Wie kommt nun aber eine stets erforderliche Nachgiebigkeit, entsprechend den Resilienzwerten der Mucosa zustande? Die Nachgiebigkeit erfolgt in dem breitflächig gehaltenen Verbindungsteil, das also die Funktion eines Scharniergelenkes übernimmt. Dabei erweist es sich als günstig, daß im Verbindungsteil infolge der breitflächigen Gestaltung eine laterale Bewegung ausgeschlossen wird." Kuck (31) schreibt dazu: "Auch stellte sich an der Einmündung der breitflächigen Verbindung in den Sublingualbügel eine leichte, scharnierartige Wirkung ein, die, an dieser Stelle gelegen, das translativ Einsinken der Sättel begünstigt." Die Erkenntnis der scharnierartigen Wirkung an dieser Stelle ist die Grundvoraussetzung für die Hinzuziehung von Resilienzfedern zu dieser Konstruktion. Kuck schreibt an oben genannter Stelle zur Resilienzfeder: "Unsere funktionell orientierten Überlegungen und Versuche liefen darauf hinaus, uns die Feder mit ihren typischen, federnden Eigenschaften in einer Konstruktion dienstbar zu machen. Die Feder sollte sinnvoll und zweckdienlich in den Prothesenaufbau einbezogen werden, so daß sie nur mit günstigen funktionellen Auswirkungen antworten konnte. Auf keinen Fall sollte sie zur Kaukraftübertragung im alten Sinne benutzt werden.

In solcher Sicht hat die seit langer Zeit diskutierte Fragestellung: starre oder federnde Verbindung nicht den

Kern der Sache getroffen. Mit unseren Versuchen, für die wir die Anregungen aus den Vergleichsmessungen gewonnen hatten, hoffen wir einen Weg aufzeigen zu können, auf dem in einer Zusammenfügung der federnden und der starren Verbindungsart eine Lösung gefunden werden kann. Die praktische Erprobung hat ergeben, daß die mit ihrer typischen Eigenschaft angewandte Feder auch zu funktionell günstigen Auswirkungen führen kann."

5) Konzipierung der Versuchsanordnung und deren Begründung.

Es soll in dieser Arbeit mit Hilfe eines am Frankfurter Universitätsinstitut entwickelten Meßverfahrens untersucht werden, ob bilaterale Unterkieferfreiendprothesen mit breitflächiger medianer Verbindung ein höheres durchschnittliches Kaukraftaufnahmevermögen (DKAV) erbringen, wenn zusätzlich federnde Appendices eingefügt werden. Den zusätzlich angebrachten Federappendices ist eine Wirkung im Sinne der von Janke (21) angegebenen Resilienzfedern zuge-dacht. Bei vergleichenden Untersuchungen zwischen verschiedenen Prothesenkonstruktionen mit Hilfe der Messung des DKAV gehen wir von dem Gedanken aus, daß wir das DKAV zusammen mit anderen klinischen Untersuchungsergebnissen zur Aussage über die Funktionstüchtigkeit einer Prothesenkonstruktion heranziehen können.

Einschränkend soll schon zu Beginn gesagt werden, daß ein möglichst hohes DKAV nicht als einziges Kriterium für den Wert einer Prothesenkonstruktion stehen kann und darf. Deshalb werden auch im Rahmen der an der Frankfurter Schule angestellten Untersuchungen keine neuen Konstruktionen zu vergleichenden Messungen herangezogen, sondern Prothesen, die sich in langjährigen klinischen Beobachtungen im Sinne der physiologischen Orientierung bewährt haben. Die Messungen werden als letzter Baustein in eine lange Reihe von Untersuchungen und Ergebnissen eingebaut.

Windecker faßt das Problem folgendermaßen zusammen: "Der Nutzeffekt verschiedenartiger Verbindungen zwischen Rest-

gebiß und Zahnersatz läßt sich nur unter folgenden Voraussetzungen mit Hilfe eines Kaukraftmeßgerätes näher untersuchen:

1. Die Messdose muß sich ohne Beeinträchtigung der Kaubewegungen in die Prothesen einbauen lassen.
2. Die gefundenen Meßwerte sind nur dann zur Beantwortung physiologischer Fragestellungen geeignet, wenn sie in Beziehung gesetzt werden zu dem funktionellen Aufbau des Kauorganes und seinen histologischen Grundlagen und in Einklang gebracht werden mit den klinischen Beobachtungen, die an dem zu untersuchenden Fall und an einem ausreichend großen Patientengut ähnlicher Art angestellt werden können."

B) Experimenteller Teil

1. Kurzer Abriß der Entwicklung unseres elektrischen Kaukraftmessverfahrens.

Die Bemühungen zur Messung der durch die Kaumuskulatur ausgeübten Kräfte reichen weit zurück.

Am Anfang standen mechanische Methoden. Black (1895, 6) und Arnone (1909, 2) plazierten zwischen die Zahnreihen zwei Platten, die durch Federn auseinander gehalten wurden. Mit Hilfe der Verringerung des Plattenabstandes beim Zubeiß wurde die Kaukraft berechnet. Voss (56) und Haber (16) gingen ähnlich vor. Andere Autoren unternahmen Versuche mit hydraulischen Methoden (Schwander, 44) oder durch Eindruck einer Stahlkugel in ein Zinnplättchen (Schönwald, 39). In den letzten Jahren wurden verschiedene elektrische Verfahren zur Messung von Kaukräften entwickelt. Uhlig (54) registrierte Kaukräfte durch die von ihnen hervorgerufene Änderung der Induktivität eines elektrischen Schwingungskreises. Körber (27) bediente sich ebenfalls des Prinzips der Verstimmung eines Schwingungskreises: Unter Einwirkung der Kaukräfte wurden Meßkondensatoren verformt und damit die Kapazität proportional der einwirkenden Kraft verändert.

Das Prinzip der Widerstandsänderung eines Dehnungsmeßstreifens (DMS), das auch von der Frankfurter Schule verwendet wird, wurde nach Klötzer (25) zuerst in Amerika von Andersen (1) 1953 angewandt. Im deutschen Schrifttum lesen wir zuerst bei van Thiel (1957, 51) und bei Schreiber (40) 1957 über die Registrierung der Kaukräfte mittels DMS. Das von der Frankfurter Schule entwickelte Verfahren wird bei Windecker (60) ausführlich beschrieben. Kurz zusammengefaßt beruht es auf folgender Grundlage: Ein Dehnungsmeßstreifen, der als Widerstand zu einer Wheatstoneschen Brückenschaltung gehört, ist in eine eigenstabile Meßdose von Molarengröße eingebaut. Er ist darin auf einem Plättchen aus Uhrfederstahl aufgeklebt, dessen Deformierung

bei Krafteinwirkung erfolgt. Diese Verformung des DMS führt zu einer Veränderung seines Widerstandes proportional der einwirkenden Kraft, wodurch die Wheatstone'sche Brücke verstimmt wird.

Die Verstimmung führt zu einem Stromfluß im Null-Galvanometer der Wheatstone'schen Brücke. Dieser sehr schwache Strom wird durch den Photozellenkompensator Potentiolux 2 der Firma Hartmann & Braun verstärkt und mit Hilfe eines Linienschreibers registriert.

2. Die Verbesserung der eigenstabilen Kaukraftmeßdose.

Während dieser Arbeit wurden die Meßdosen in ihrer Konstruktion verändert.

Die anfangs verwendete Dose zeigt folgenden Aufbau: Ein gedrehter Messingzylinder von 0,5 mm Wandstärke, 4,5 mm Höhe und 11 mm lichter Weite stellt Wandung und Boden der Meßdose dar. Wand und Boden wurden getrennt hergestellt und mit Weichlot verbunden. Über seiner Bodenfläche trägt der Zylinder einen Ring von 0,8 mm Höhe und 0,75 mm Breite, der als Auflage für den Träger des Dehnungsmeßstreifens dient. Als Träger verwenden wir ein Plättchen aus Spezialuhrfederstahl von 0,5 mm Stärke, das in seinem gesamten Umfang lose, aber gerade noch unverschieblich der Wandung der Meßdose anliegt. Auf der Unterseite ist der DMS mit einem Spezial-Klebstoff befestigt.

Die Anschlüsse zwischen den Kupferbändern und den bis zur Meßbrücke reichenden Kabeln werden durch Verlöten hergestellt. Die Lötstellen werden gegeneinander isoliert. Der Auflagering für den DMS-Träger und die Wandung der Meßdose sind an der Ansatzstelle des Ableitungsrohres durchbohrt, so daß die Ableitungskabel und deren Isolation beim Einziehen des Streifenträgers in die Meßdose genügend Raum finden. Über Kabel und Ableitungsrohr wird ein Polyäthylenschlauch gezogen, der aus der Mundhöhle herausgeführt wird, damit die Zuleitungen der Dose feuchtigkeitsgeschützt sind. Auf den in der Meßdose ruhenden DMS-Träger setzen wir den

Druckstempel auf, der zusammen mit dem Druckstift aus Messing gedreht ist. Seine Basisfläche ist hyperbolisch geformt. Der Druckstempel berührt die Wandung der Meßdose in einer Ausdehnung von 2 mm und soll leicht gängig sein. An seiner Oberfläche trägt er den Druckstift, der etwa 4 mm Durchmesser besitzt. Seine Höhe kann beschliffen werden. Der Abschluß der Dose wird durch einen Deckel aus Palliagblech (0,25 mm) hergestellt, der über die Dose gestülpt wird und eine exakte Durchbohrung für den Druckstift besitzt, so daß der Druckstempel zwischen der Wandung der Dose und dem Deckel eine so exakte Führung gewinnt, daß er sich nicht verkanten kann. Als zusätzlichen Feuchtigkeitsschutz bringen wir etwas Vaseline zwischen den Dosendeckel und den Druckstempel ein, versiegeln den Spalt zwischen Deckel und Dosenwandung mit etwas rosa Wachs und umgeben den Durchtritt des Druckstiftes durch den Dosendeckel mit einem Tropfen Setzwachs. Die Meßdose ist auf diese Weise selbst bei längerem Verweilen in der Mundhöhle völlig feuchtigkeitsgeschützt. Eine Luftstauchung unter dem DMS-Träger tritt bei Belastung nicht ein, da über das Ableitungsrohr und den Polyäthylenschlauch eine Entlüftung möglich ist.

Da es an den aus Ring und Deckel zusammengesetzten Dosen und an dem weich angelöteten Ausführungsstutzen oft zu Reparaturen kam, was jedesmal einen völlig neuen Aufbau der Dose mit DMS, allen Anschlüssen und neuen Eichkurven erforderte, wurde die Dose in ihrer Konstruktion verbessert.

Zuerst wurde der Boden und die Wand, aus denen die Dose früher mit Weichlot zusammengelötet war, aus einem Stück in den angegebenen Maßen gedreht. Der Ausführungsstutzen wurde hart angelötet; dadurch wurde die Dose robuster. Weiterhin wurde der Stutzen auf seiner Oberseite durchbrochen, wodurch sich die Isolierung der Lötstelle zwischen DMS und den Abführungskabeln einfacher gestaltete. Boden und Seitenwände des Stutzens werden mit einem Paladurfilm bedeckt, die Lötstellen in ihre Lage gezogen und der Stutzen mit Paladur zufließen lassen. Als Entlüftungskanal lassen

wir einen dünnen Draht von Paladur umfließen, der dann später herausgezogen wird.

In dem Bestreben, zu kleineren Meßdosen zu kommen, wurde im Laufe dieser Arbeit noch eine weitere Änderung der Konstruktion vorgenommen.

Der Zylinder wurde wieder aus einem Stück gedreht, die Maße bei Durchmesser und Auflagerung für den DMS beibehalten. Der seither übliche Druckstempel entfällt. Dadurch wird die Dose flacher (3 mm). Der Druckstempel ist jetzt in den Deckel der Dose eingebaut. Das Deckelblech (Pallig 0,25 mm) wurde vorschriftsmäßig weichgeglüht, es darf bei Entlastung dem zurückkehrenden Streifenträger keinen Widerstand entgegensetzen, sondern muß als Membran ohne jede Spannung wirken.

Weitere Änderungen beziehen sich auf die Verbindung zwischen DMS und Verbindungskabeln. Sie wurde entgegen unseren seitherigen Gepflogenheiten in den Ausführungsstützen verlegt. Weiterhin wurden die Ableitungsdrähte des DMS noch innerhalb der Dose zu Entlastungsschlaufen gebogen, damit es bei der hohen Empfindlichkeit der DMS nicht zu Zerrungen und somit Widerstandsänderungen kommen kann.

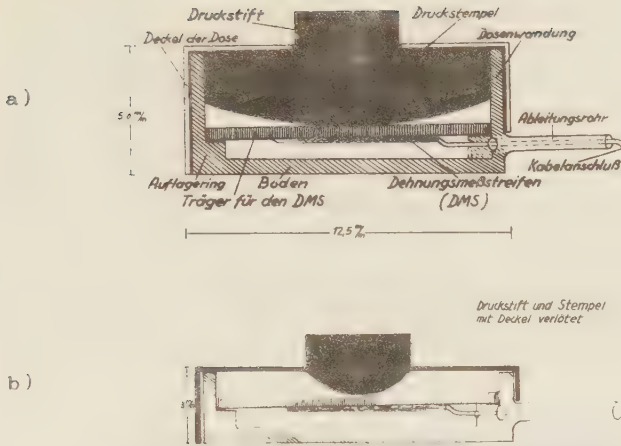


Abb. 1a) und b). Maßstabgerechte Gegenüberstellung der Konstruktionszeichnungen der seither gebräuchlichen Kaukraftmeßdose (a. Windecker) und der weiterentwickelten, stark abgeflachten Form (b). Maßstab 1 : 5.

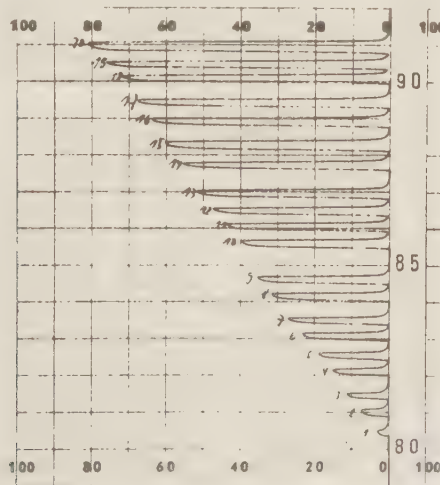


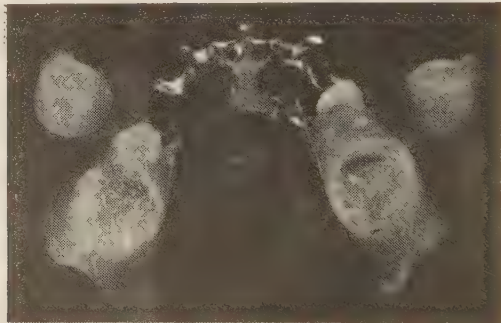
Abb. 2). Eine Eichkurve der neuen Kaukraftmeßdose. (Widerstand und Stromstärke betrugen: 120 und 8 mA).

C) Klinisch-Experimentelle Untersuchungen am Patienten.

1. Methodisches Vorgehen.

Zunächst war vorgesehen, in dieser Arbeit die Messungen jeweils an zwei Stellen eines Sattels vorzunehmen, also jede Prothese mit 4 Meßstellen zu versehen. Davon wurde im Laufe der Arbeit Abstand genommen, weil nicht alle Sättel gleich groß waren, und somit nur bei einigen Sätteln 2 Meßstellen möglich gewesen wären. Deshalb wurden die Messungen in Gegend 6-6, also im Kaukraftbelastungszentrum vorgenommen. Bei einem Teil der untersuchten Fälle wurden die Aussparungen für die Meßdosen in die Prothesen eingebaut und mit einem Kunststoffstöpsel bis zur Messung verschlossen. (Abb. 3a und b)

a)



b)



Abb. 3a und b).

- 3a) Meßprothese mit Aussparungen für die Meßdose und zugehörigen Kunststoffstöpseln.
- 3b) Meßprothese mit eingebauten Meßdosen.

Bei den Fällen, bei denen die flache Dose Verwendung fand, wurde der dafür benötigte Raum vor der Messung in den Sattel eingeschliffen, die Dose mit thermoplastischem Material und Autopolymerisat befestigt. Die Kauflächen der Sättel wurden mit vorher angefertigten Vorgüssen rekonstruiert. Der Druckstempel wird so eingeschliffen, daß er sich 0,5 mm über das Niveau der Okklusionsebene erhebt. Die Okklusion am gegenüberliegenden Prothesensattel bleibt erhalten. Bei dieser Versuchsanordnung, die dem natürlichen Kauvorgang insofern entspricht, als der Patient stets nur eine Kieferhälfte als Kauseite und die andere als Balanceseite benutzt, bleiben die Prothesen stets in Ruhelage. Die Kiefergelenke können die minimale Bißsperrung auf der Meßseite so ausgleichen, daß beiderseits Okklusion besteht.

Bei der Kaukraftmessung wird der Patient angewiesen, durch intensive Kieferschließbewegungen den Zahnersatz bis zum Erreichen der Schmerzschwelle der Schleimhaut zu belasten. Wir messen also das maximale Kaukraftaufnahmevermögen des frei endenden Prothesensattels. Bei dieser Registrierungsweise kommt alle 5 - 7 Sekunden eine Kieferschließbewegung zustande.

Es ist zu beachten, daß der Nullabgleich der Wheatstone'schen Brücke erst erfolgen darf, wenn die Kaukraftmeßdose und mit ihr der DMS sich von Zimmertemperatur auf Mundhöhlentemperatur erwärmt haben.

Die Abmessungen der breitflächig medianen Verbindung und der Sublingualbügel wurden bei allen Prothesen gleich gehalten, und zwar bei Prothesen aus Chrom-Kobalt-Molybdän Legierungen:

Breitflächig mediane Verbindung	4 x 1 mm
Sublingualbügel	4 x 2 mm

Bei Prothesen aus Edelmetall entsprechend stärker. In letzter Zeit wurden die breitflächig medianen Verbindungen etwas breiter, dafür aber flacher gestaltet.

Bei den Patientenfällen 1 - 4 wurde die zuerst entwickelte Meßvorrichtung verwendet, die aus einer Wheatstone'schen

Brücke, einem Verstärker und einem Linienschreiber bestand. Mit ihr mußte für jede Meßstelle eine Registrierung vorgenommen werden. Ab Fall 5 konnte eine neue, von der Firma Hartmann & Braun gebaute Apparatur eingesetzt werden. Sie ist im Prinzip aufgebaut wie die zuvor beschriebene Vorrichtung, besitzt aber eine Doppelbrücke, zwei Verstärker und einen Doppellinienschreiber. Hierdurch werden synchrone Registrierungen auf beiden Kieferhälften möglich, was im Rahmen dieser Arbeit bedeutete, daß je Prothesenkonstruktion nur ein Messgang nötig war. Wir können damit die gesamten von den Prothesensätteln aufgenommenen Kaukräfte bei einer Kieferschließbewegung registrieren.

2. Darstellung der Patientenfälle.

Fall 1). Frau Sp. (45 Jahre).

Schema der Restbezahnung:

$$\begin{array}{r} 43 \quad / \quad 3 \\ \hline 321/1234 \end{array}$$

Im Oberkiefer trug die Patientin eine rein schleimhautgetragene Prothese mit J-Klammern an 4 + 3. Der Unterkiefer war bis jetzt unversorgt.

Im Unterkiefer wurde eine mittels Krallenschiene abgestützte bilaterale Freiidprothese eingegliedert. (Satteloffene Klammern um 3-4, Krallen bei 3-2- und 1-1). Die Sättel wurden breitflächig median mit der Schienung verbunden.

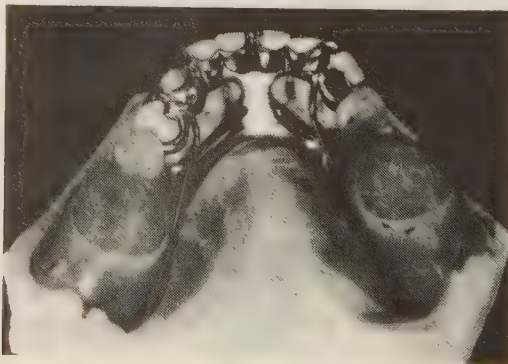


Abb. 4). Die der Patientin Frau Sp. eingegliederte Prothese.
Hier mit zusätzlichen Federappendices u. Kunststoffstöpseln.

Zunächst wurde der Patientin eine Prothese aus Duallor-G eingegliedert. Nach Eingewöhnung folgte die Meßprothese gleicher Konstruktion in einer Chrom-Kobalt-Molybdän-Le-gierung (Cr - Ko - Mo). Hierbei traten im Gegensatz zur Edelmetallprothese keine Druckstellen auf. Nach einer Eingewöhnungszeit von drei Monaten wurden die Messungen vorgenommen, und zwar zuerst mit der Konstruktion mit breitflächig medianer Verbindung. Nach Einbau von Federappendices, die von 3-2- und -3-4 nach der jeweiligen Sattelmittle führten und aus 1 mm Wiptamdraht hergestellt waren, wurde nach einer Eingewöhnungszeit von 4 Wochen erneut gemessen. Bei beiden Messungen gab die Patientin an, Kaukraft bis zur Schmerzschwelle der Gingiva unter den Prothesensätteln der Unterkieferprothese ausgeübt zu haben.

<u>Ergebnis:</u>	rechts	links
breitfl. med. Verb.	7,5	6,5
breitfl. med. Verb. mit zusätzl. Federapp.	5,0	3,8 kp DKAV

Fall 2). Frau Sch. (67 Jahre)

Die Patientin hatte zuvor noch keinen herausnehmbaren Er-satz getragen, hingegen war sie mit mehreren Brücken ver-sorgt.

Das Zahnschema im Unterkiefer lautete:

4321/12345

Die Patientin hatte zu den vorgenommenen Arbeiten und Messungen eine sehr kritische und mißtrauische Einstellung.

Prothetische Versorgung:

OK.: Totale Prothese mit Frankfurter Radierung.

UK.: Schienung des Restgebisses durch Krallenschiene.

Satteloffene Klammern an 34-45, Krallen zwischen 3-2-, 1-1, -2-3. Breitflächig mediane Verbindung zu den Sätteln.

(Siehe Abbildung 5). Material: Cr - Ko - Mo. Nach 7-wöchiger

Eingewöhnungszeit wurde zuerst die Konstruktion mit breitflächig medianer Verbindung gemessen. Danach wurden die Federappendices eingebaut. Nach drei Wochen wurden Messungen mit der zusätzlichen Federverbindung vorgenommen.

<u>Ergebnisse:</u>	rechts	links
breitfl. med. Verb.	3,5	3,9
breitfl. med. Verb. mit zusätzl. Federapp.	3,0	3,8 kp DKA V



Abb. 5). Die im Text beschriebene UK-Prothese für Frau Sch. (Fall 2)

Fall 3). Frau F. (58 Jahre)

Restbezahnung: 4321/123

Prothetische Versorgung:

OK.: Totale Prothese.

UK.: Wegen starker Abrasion wurde eine Kappenschiene in Duallor angefertigt. Satteloffene Klammern an 4-3. Nach 4-wöchiger Eingewöhnungszeit wurde wie seither zuerst die Konstruktion mit der breitflächig medianen Verbindung gemessen. Nach Einbau der Federappendices, in diesem Falle 1,5 mm Duallordraht, wurde nach zwei Wochen erneut gemessen.

<u>Ergebnisse:</u>	rechts	links
Breitfl. med. Verb.	11,0	7,2
Breitfl. med. Verb. mit zusätzl. Federapp.	10,5	9,1 kp DKA V

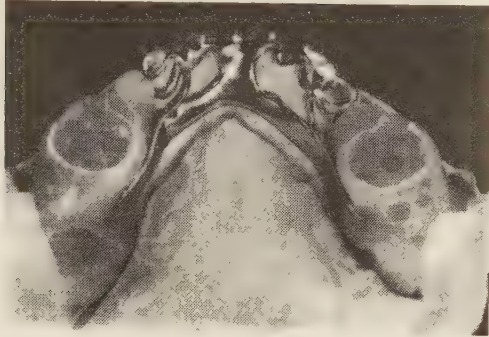


Abb. 6). Prothese für Fall 3). Frau F.

Fall 4). Frau W. (54 Jahre).

Zahnschema: $\frac{43}{21/12} / \frac{3}{3}$

Prothetische Versorgung:

OK: Die subtotale schleimhautgetragene Prothese wurde belassen.

UK: Kappenschiene mit Klammern um 2-2. Breitflächig mediane Verbindung. (Abb. 7)

Gemessen wurde zuerst die Konstruktion mit breitflächig medianer Verbindung nach 4-wöchiger Eingewöhnungszeit, dann nach Einbau der Federappendices und weiteren 2 Wochen.

<u>Ergebnisse:</u>	rechts	links
Breitfl. med. Verb.	7,0	9,0
Breitfl. med. Verb. mit zusätzl. Federapp.	5,0	5,5 kp DKA V

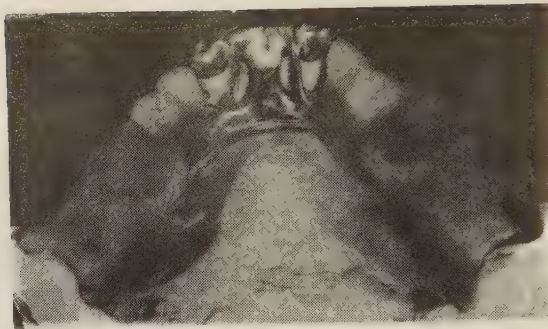


Abb. 7). Prothese für Fall 4). Frau W.

Fall 5). Herr G. (51 Jahre)

Herr G. war vor 8 Jahren im hiesigen Institut sowohl im Ober- als auch im Unterkiefer mit herausnehmbaren partiellen Prothesen versorgt worden. (Im Unterkiefer mit einem abgestützten Ersatz: Krallenschiene 4-3. Verbindung zwischen Schiene und Prothesensätteln mit Federappendices.) Durch fortschreitenden Zahnverlust war im Unterkiefer folgender Zahnbestand verblieben:

321/123

Prothetische Versorgung:

OK: Totale Prothese.

UK: Krallenschiene mit satteloffenen Klammern an 3-3. Kralle bei 1-1. Breitflächig mediane Verbindung zwischen Schiene und Prothesensätteln. Metall:Cr- Ko- Mo.

Von diesem Fall an wurde die neue zweikanalige Meßeinrichtung angewandt. Das methodische Vorgehen wurde so modifiziert, daß zuerst die Meßprothese mit den zusätzlichen Federappendices hergestellt und ausgewertet wurde. Dann wurden die Federappendices herausgetrennt und nach ausreichend langer Eingewöhnungszeit die Konstruktion mit der breitflächig medianen Verbindung untersucht.

Gemessen wurde bei Herrn G. nach 7-wochiger Eingewöhnungszeit, und nach Entfernung der Federappendices nach weiteren zwei Wochen.

<u>Ergebnisse:</u>	rechts	links
Breitfl. med. Verb.	15,0	13,7
Breitfl. med. Verb. mit zusätzl. Federapp.	12,5	10,5 kp DKA V

Fall 6). Frau Schl. (51 Jahre)

Zahnschema:

4321/12345

Prothetische Versorgung:

OK: Totale Prothese.

UK: Krallenschiene mit Bonwillklammern an 4-3- und -4-5, Krallen zwischen 3-2-, 1-1, -2-3. Breitflächig mediane Verbindung. Von diesem Fall an wurden die Federappendices in Form einer distal offenen Schlaufe näher an die breitflächige mediane Verbindung verlegt (siehe Abb. 8); hierauf wird in der Diskussion der Ergebnisse noch näher eingegangen werden.

Material: Cr- Ko- Mo.

Diese Patientin trug die Prothesen während der Eingewöhnungszeit, ohne daß eine Druckstelle entfernt werden mußte. Gemessen wurde 5 Wochen nach Eingliederung in einer Sitzung, zuerst mit den zusätzlichen Federappendices, nach deren Durchtrennung mit der breitflächig medianen Verbindung allein.

<u>Ergebnisse:</u>	rechts	links
Breitfl. med. Verb.	7,0	7,0
Breitfl. med. Verb. mit zusätzl. Federapp.	6,2	6,5 kp DKA V

Fall 7). Herr H. (49 Jahre)

Zahnschema:

321/1234

Prothetische Versorgung:

OK: Totale Prothese.

UK: Krallenschiene mit Bonwillklammer bei -3-4, satteloffener Klammer an 3-, Krallen zwischen 1-1 und -2-3. Breitflächig mediane Verbindung. Material: Cr- Ko- Mo.

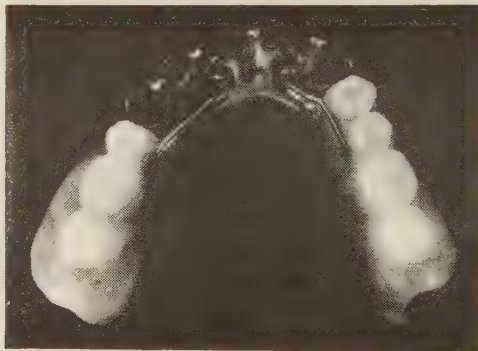


Abb. 8). Prothesenkonstruktion für Fall 7), Herrn H.
Beachte die nach distal offene, der medianen Verbindung angenäherte Schlaufenform der Federappendices.

Gemessen wurde nach 8-wöchiger Eingewöhnungszeit in einer Sitzung zuerst die Konstruktion mit breitflächig medianer Verbindung und zusätzlichen Federappendices, danach die Konstruktion mit breitflächig medianer Verbindung allein.

<u>Ergebnisse:</u>	rechts	links
Breitfl. med. Verb.	5,2	5,5
Breitfl. med. Verb. mit zusätzl. Federapp.	5,0	4,5 kp DKAV

Fall 8). Frau M. (57 Jahre)

Zahnschema

321/1234

Prothetische Versorgung:

OK: Totale Prothese

UK: Krallenschiene mit satteloffener Klammer an 3-, Bonwill-
klammer an -3-4, Krallen zwischen 1-1 und -2-3, breitflächig
mediane Verbindung.

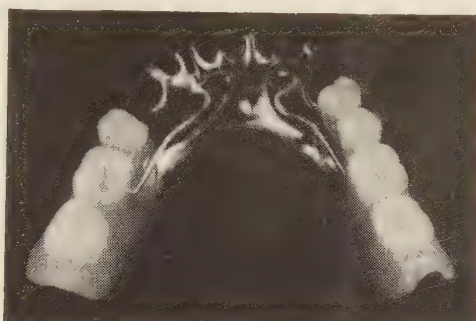


Abb. 9). Prothese zu Fall 8). Frau M.

Material: Cr- Ko- Mo. Die Messungen wurden nach 3-monatiger
Eingewöhnungszeit vorgenommen, auch hier zuerst mit der Kon-
struktion mit zusätzlichen Federappendices.

<u>Ergebnisse:</u>	rechts	links
Breitfl. med. Verb.	5,2	5,3
Breitfl. med. Verb. mit zusätzl. Federapp.	4,5	5,5 kp DKA V

3. Zusammenfassung der Ergebnisse.

Kaukraftaufnahmevermögen: in kp

Patient (Fall)	Rechte Seite			Linke Seite		
	Breitfl.	Breitfl.		Breitfl.	Breitfl.	
	med. Verb.	med. Verb.		med. Verb.	med. Verb.	
		mit zus. Federapp.			mit zus. Federapp.	
1	7,5	5,0	-2,5	6,5	3,8	-2,7
2	3,5	3,0	-0,5	3,9	3,8	-0,1
3	11,0	10,5	-0,5	7,2	9,1	+1,9
4	7,0	5,0	-2,0	9,0	5,5	-3,5
5	15,5	12,5	-3,0	13,5	10,5	-3,0
6	7,0	6,2	-0,8	7,0	6,5	-0,5
7	5,2	5,0	-0,2	5,5	4,5	-1,0
8	5,2	4,5	-0,7	5,3	5,5	+0,2

III. Diskussion der Ergebnisse.

In der vorliegenden Arbeit sollte die Frage geklärt werden, ob sich das Funktionsverhalten der bilateralen Freidendprothese im Unterkiefer durch das Einfügen von Federappendices verbessern läßt. Als Kriterium wurde das durchschnittliche Kaukraftaufnahmevermögen angenommen und überprüft, ob sich durch das Einfügen der Federappendices das DKAV steigern läßt.

Janke (21), der die Rückholfedern bei Scharnier- und Gelenkprothesen empfahl, suchte nach einem Weg, die schädlichen Auswirkungen von nicht ganz in ihre Ausgangslage zurückkehrenden Prothesensätteln damit zu vermeiden. Die Frankfurter Schule ist sich bewußt, daß ihrer breitflächig medianen Verbindung eine scharnierartige Elastizität inneohnt. Diese Elastizität sollte mit Hilfe der Federappendices einerseits gedämpft werden, wodurch ein großer Anteil der bei Belastung auftretenden Kräfte auf die Parodontien übertragen werden konnte, andererseits sollten sie nach der Belastung helfen, die Sättel in ihre Ausgangslage zurückzuführen.

Es zeigte sich aber bei den ersten 5 Versuchspersonen wider Erwarten bei 9 von 10 Sätteln mit den zusätzlich angebrachten Federappendices ein geringeres DKAV als bei der breitflächig medianen Verbindung ohne diese Elemente. Die Federappendices waren hierbei in der üblichen Weise an der Schienung zwischen den beiden letzten Zähnen des anterioren Restgebisses angebracht, wurden in direktem Wege in Richtung zum Sublingualbügel geführt und verliefen auf diesem entlang zur jeweiligen Sattelmitte. Die Appendices waren in 4 Fällen aus 1 mm rundem Wiptamdraht, bei einer Prothese, die aus Duallor gefertigt war, aus 1,5 mm rundem Duallordraht hergestellt.

Obwohl alle Patienten angaben, bei beiden gemessenen Konstruktionen bis zur Schmerzschwelle der Gingiva unter den Sätteln der Unterkieferprothese belastet zu haben, liegt die Annahme nahe, daß es durch die derart angebrachten Appendices zu einer diagonalen Versteifung des in der

breitflächig medianen Verbindung geringgradig elastischen Systems gekommen ist. Die so konstruierten Federappendices dürften mehr auf Zug, als auf Durchbiegung belastet worden sein. Das ergibt sich aus der unterschiedlichen Länge der beiden Konstruktionselemente. Nimmt man ihre vermuteten Drehpunkte als Mittelpunkte je eines Kreises, den man jeweils bis zum Punkt des Eintrittes des Federappendix in den Sattel schlägt, so zeigt sich, daß bei einer bestimmten Exkursion des Sattels um die breitflächig mediane Verbindung der Weg des Federappendix verkürzt wird, er wird also auf Zug beansprucht.

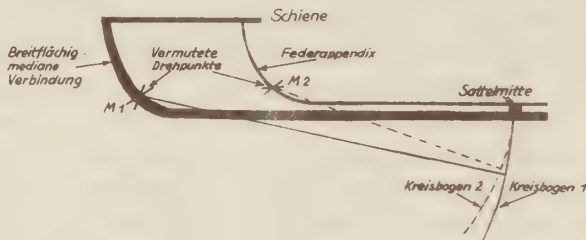


Abb. 10). Schematisierte Seitenansicht einer Prothesenkonstruktion mit breitflächig medianer Verbindung und zusätzlichen Federappendices. Es stellt sich deutlich die Verkürzung des Weges des Federappendix (unterbrochene Linie) bei einer angenommenen Exkursion der Sattelmitte dar. (M_1 = Mittelpunkt des Kreises, ausgehend vom Drehpunkt der breitfl. med. Verbindung, K_1 = dazugehöriger Kreis, M_2 = Mittelpunkt des Kreises, ausgehend vom Drehpunkt des Federappendix.) (K_2 = dazugehöriger Kreis)

Durch diese Versteifung werden die Parodontien des Restgebisses stärker belastet. Betrachtet man das Kauorgan als Organ höherer Integrationsstufe, in dem das Zahnsystem, in unserem Falle die Restbezaahnung, das steuernde, ordnende und koordinierende Element darstellt, so darf anhand der Ergebnisse dieser Arbeit angenommen werden, daß die Versuchsperson die Belastung beim Kauakt zwar auf der Gingiva unterhalb des Prothesensattels wahrnimmt und durch diese Wahrnehmung zu begrenzen glaubt, tatsächlich aber die

Belastbarkeit durch die Parodontien in physiologisch sinnvollen Grenzen gehalten wird, noch lange bevor eine bewußte Wahrnehmung an dieser Stelle eintritt. Das kann natürlich nur dann der Fall sein, wenn der größte Teil der Kaubelastung auf die Parodontien übertragen wird.

Bei den letzten drei Prothesen wurde der Verlauf der Federappendices verändert. Zwar wurden sie an der Schiene zwischen den beiden letzten Zähnen des anterioren Restgebisses befestigt, verliefen dann aber bis an die breitflächig mediane Verbindung heran, um von hier aus am Sublingualbügel entlang zur Sattelmittle geführt zu werden. Es sollte damit die zuvor genannte ungewollte Zugbelastung ausgeschaltet werden. Auch hier kam es bei 5 von 6 gemessenen Sätteln zu keiner Verbesserung des DKAV durch zusätzliche Federappendices. Allerdings darf festgestellt werden, daß die Differenz im DKAV zwischen den untersuchten Konstruktionen bei den ersten 5 Prothesen zwischen 0 und 3,7 kp lag, während bei den letzten 3 Konstruktionen nur noch Differenzen zwischen 0 und 1 kp auftraten.

Die Konstruktion der Federappendices bei den letzten drei Prothesen führt, zunächst ungewollt, an das Ergebnis dieser Untersuchung heran. Wenn man zusätzlich Federappendices so nahe an die breitflächig mediane Verbindung heranlegt, kann man sie auch durch entsprechend stärkere Dimensionierung dieses Elementes direkt einbauen.

Das Ergebnis der Arbeit ist darin zu sehen, daß die von der Frankfurter Schule empirisch entwickelte breitflächig mediane Verbindung, zumindest im Hinblick auf das DKAV der mit ihr versehenen Konstruktionen, weder durch zusätzlich angebrachte Federappendices noch durch eine stärkere Dimensionierung zu verbessern ist. Die höheren Werte im DKAV bei 14 von 16 gemessenen Sätteln sprechen dafür.

Das Parodontium der Pfeilerzähne und das Tegument der zahnlosen Alveolarfortsätze besitzen eine unterschiedliche Resilienz einerseits und eine unterschiedliche Belastbarkeit andererseits. Und zwar liegt die Belastbarkeit der Parodontien

der Restbezaehlung um ein Vielfaches ueber der des gingivalen Prothesenlagers. Es muess versucht werden, die vom Zahnersatz aufgenommenen Kaukraftkomponenten so auf die parodontalen und gingivalen Anteile des Prothesenlagers weiterzuleiten, daess eine ausgeglichene Uebertragung auf die natuerlichen Zaehne und die Schleimhaut erfolgt und beide funktionellen Systeme nach Groesse und Richtung nicht ueber das Ausmaess des physiologisch Tragbaren belastet werden.

Bei einer zu starken Versteifung der breitflaechig medianen Verbindung besteht Gefahr, die Parodontien zu ueberlasten und sich eines Teils der Tragfaehigkeit des gingivalen Prothesenlagers zu begeben. Das fuehrt, wie gezeigt wurde, nicht nur auf die Dauer zu Ueberbelastung der Parodontien, sondern sogar zu geringerer Kaukraftaufnahme der Prothese. Die Konstruktion mit breitflaechig medianer Verbindung geht in ihrer derzeit ueblichen Dimensionierung aus dieser Untersuchung als ueberlegene Konstruktion hervor.

Sie ist durch zusaeztlich angebrachte Federappendices zur Daempfung ihrer Elastizitaet im Hinblick auf ihr DKAV nicht zu verbessern, und sie bedarf im Sinne Jankes (21) zur Rueckfuehrung der Prothesensaettel nach Belastung keiner Rueckholfedern. Als Beweis sei angefuehrt, daess Prothesenkonstruktionen mit breitflaechig medianer Verbindung teilweise jahrelang getragen werden, ohne daess Unterfuetterungen noetig wurden.

IV. Zusammenfassung.

Anhand klinisch-experimenteller Untersuchungen ergibt sich, daß die breitflächig mediane Verbindung bei abgestützten bilateralen Freiidprothesen im Unterkiefer aufgrund ihres Funktionsverhaltens einen als zweckmäßig zu bezeichnenden Kompromiß zwischen den beweglichen und den sattelnah starren Verbindungen darstellt. Sie ist auch geeignet, den Prothesensattel nach Aussetzen der Kaukraft wieder in die Ruhelage zurückzuführen, wobei es keiner zusätzlichen Rückholelemente (Federappendices) bedarf. Im Zusammenhang mit den hier angestellten Untersuchungen ergab sich weiterhin eine Verbesserung des an dem Frankfurter Universitätsinstitut geübten elektrischen Kaukraftmeßverfahrens. Der verkleinerte Impulsgeber hat sich klinisch bewährt.

Aufgrund der klinisch-experimentellen Untersuchungen lassen sich die seit Jahren mit der breitflächigen medianen Verbindung gewonnenen guten klinischen Ergebnisse untermauern.

V. Literaturverzeichnis.

1. Anderson, D.J. Method of recording masticatory loads.
Journal of Dental Research 1953 S.787
Ref.n. Klötzer (25)
2. Arnone Dinamometro oris.
La Stomatologia 1906 H.1
Ref.n. Uhlig (54)
3. Beach, J.W. Wrought clasps and interdental supports
for bridges and partial dentures.
Dent. Items of Interest 1924 H.1
Ref. n. Vachuda-Lenk (55)
4. Biaggi, A. Planung und Ausführungsvorschläge für
Elbrecht, H.J. gelenkig verbundene Prothesen.
Zahnärztl. Welt 6/133/ (1951)
5. " Gelenkige Prothesen und ihre Indikation.
Verlag Zahnärztliche Welt Konstanz 1957
6. Black, Ref. n. Uhlig (54)
7. Bonwill Ref. n. Vachuda-Lenk (55)
8. Callsen, M. A new idea in partial denture construction.
Dental digest 1928 H.5
Ref. n. Melchin (33)
9. Delabarre, C.F. Traité de la partie mécanique de l'art
des chirurgien-dentiste
Paris 1820
Ref. n. Spreng (45)
10. Elbrecht, A. Systematik der abnehmbaren partiellen
Prothese
München 1950
11. Elbrecht, A. Fixierung und Entlastung gelockerter
Zähne in Verbindung mit abnehmbaren
Brücken.
Vierteljahresschr. f. Zahnheilkd.
Sonderheft 1931 S.76
12. Elbrecht, H.J. Die federnde Abstützung der part.
Prothese.
Deutsche Stomatol. 8/649/(1958) H.11
13. Evans, G. Kronen- und Brückenarbeiten 1896.
Ref. n. Vachuda-Lenk (55)
14. Fehr, C.U. Die Hauptprobleme der abnehmbaren
Teilprothese.
Zahnärztl. Rundsch. 61/144/(1952)

15. Gall, J. Populäre Anleitung über die wichtigsten Gegenstände der Zahnheilkunde für Ärzte, Wund- und angehende Zahnärzte. Wien 1834
Ref. n. Windecker (60)
16. Haber, H. Kaudruckmessapparate
Zahnärztl. Rundsch. 35/115/(1926)
Ref. n. Windecker (60)
17. Häupl-Kirsten-Rehm Zahnärztliche Prothetik
Leipzig 1951
18. Heintz, U. Die kurze Zentralpunktfeder, eine Weiterentwicklung zur funktionellen Einheit von Restgebiß und Prothese bei Freiidprothesen.
Zahnärztl. Welt 6/565/(1951)
19. Heintz, U. Ein Beitrag zu dem Problem Feder und Teilprothese.
Dt. zahnärztl. Z. 20/1136/(1965)
20. Hertenstein, H. Physiologisch günstige Halteelemente bei der partiellen Prothese.
Med. Diss. Frankfurt/M 1958
21. Janke Über die Zurückführung des Prothesensattels nach dem Kauakt.
Dt. zahnärztl. Z. 18/996/(1963)
22. Kantorowicz, A. Zur Statik der partiellen Prothese.
Dt. zahnärztl. Z. 4/141/(1949)
23. Kantorowicz, A. Die gestützte Prothese.
Zahnärztl. Rundsch. 39/H. 11+12 (1930)
24. Kennedy Partielle Zahnprothesen und ihre Herstellung, Meusser 1932
Ref. n. Windecker (60)
25. Klötzer, W. Über die elastische Deformation der Brückenzwischenglieder.
Zahnärztl. Welt/Reform 61/13/(1960)
26. Körber, E. Zur Frage der starren Lagerung von Unterkieferfreiendprothesen.
Zahnärztl. Rundsch. 66/377/(1957)
27. Körber, E. Untersuchungen über das Kauzentrum und den Belastungsausgleich bei Prothesen.
Dt. zahnärztl. Z. 6/268/(1961)
28. Kuck, M. Die Verwendung elastischer Werkstoffe bei partiellen Unterkieferprothesen.
Dt. zahnärztl. Z. 11/859/(1956)

29. Kuck, M. Probleme und Ergebnisse bei der Abstützung von Freundprothesen.
Zahnärztl. Welt Reform 62/791/(1961)
30. Kuck, M. Gedanken zur funktionellen Betrachtungsweise beim abgestützten Ersatz.
das dental labor 10/55,87/(1962)
31. Kuck, M. Physiologische Orientierung bei der prothetischen Sanierung der verkürzten Zahnreihe im Unterkiefer.
Dt. zahnärztl. Z. 19/81/(1964)
32. Lorenz, R. Über Einstückgußprothesen unter Verwendung der Klammern des Ney-Systems.
Med. Diss. Frankfurt/M 1960
33. Melchin, H.U. Die Entwicklung der abgestützten Prothese.
Med. Diss. Frankfurt/M 1952
34. Müller, G. Zur Problematik der starren oder federnden Verbindung zwischen Klammergerüst und U_nterkieferfreiendsätteln.
Med. Diss. Frankfurt/M 1962
35. Ney Die gegossene partielle Prothese
Hartford USA.
Deutsche Ausgabe: Degussa Ffm.
36. Reichenbach, E. Vergleichende Therapie des unteren Lückengebisses mit Endlücken.
Zahnärztl. Rundsch. 62/621/(1953)
37. Rumpel, C. Klinik der modernen zahnärztlichen Prothese.
Berlin 1927
38. Scheu, R. Die sattelferne Lagerung der part. Prothese.
Zahnärztl. Welt 10/301/(1955)
39. Schönwald Eine neue Methode der Kaudruckmessung nach dem Martens-Heynschen Verfahren
Med. Diss. Greifswald 1921
Ref. n. Uhlig (54)
40. Schreiber, S. Ein neues Gerät zur Registrierung von Kaukräften.
Zahnärztl. Rundsch. 66/127/(1957)
41. Schreiber, S. Die Verankerung von Teilprothesen durch Teleskopkronen
Dr. zahnärztl. Z. 14/983/(1959)

42. Schreiber, S. Klinische Untersuchungen und Messungen
über die Belastbarkeit einseitiger
Freiendprothesen.
Dt. zahnärztl. Z. 15/1125/(1960)
43. Schröder, H. Zur Frage der Erhöhung des Nutz-
effektes der Plattenprothese.
Berlinische Verlagsanstalt 1924
44. Schwander Ref. n. Uhlig (54)
45. Spreng, M. Der Kauabdruck.
Verlag Urban und Schwarzenberg
München-Berlin 1953
46. Stein, G. Klammergerüstbefestigung der
partiellen Prothese.
Z. f. Stomat. 32/177/(1934)
Ref. n. Windecker (60)
47. Strack, R. Die Problematik der Versorgung des
Lückengebisses.
Dt. zahnärztl. Z. 7/1025, 1062/(1952)
Dt. zahnärztl. Z. 8/677, 717/(1953)
48. van Thiel, H. Die prothetische Versorgung bei
zahnlosem Oberkiefer und anteriorem
Restgebiß im Unterkiefer.
Zahnärztl. Welt 6/149/(1951)
49. van Thiel, H. Die Verbindung des herausnehmbaren
Teilersatzes mit dem Restgebiß unter
besonderer Berücksichtigung einfacher
Konstruktionselemente.
Zahnärztl. Rundsch. 62/349/(1953)
50. van Thiel, H. Abstützung und Befestigung der
abnehmbaren Prothesen am Restgebiß.
Dt. zahnärztl. Z. 9/1189/(1954)
51. van Thiel, H. Aufgabe und Leistungsmöglichkeit der
partiellen Prothese.
Dt. zahnärztl. Z. 12/H. 19/(1958)
52. van Thiel, H. Starre Lagerung der herausnehmbaren
Teilprothese.
Deutsche Stomatol. 8/11/(1958)
53. Thielemann, K. Grundsätzliches über die Klammerlage.
Dt. zahnärztl. Wochenschr. 39/3/(1936)
Ref. n. Windecker (60)
54. Uhlig, H. Über die Kaukraft.
Dt. zahnärztl. Z. 8/30/(1953)

55. Vachuda, J. und
Lenk, R. Theorie und Praxis der partiellen
Prothese.
Wien 1954
56. Voss, R. Ref. n. Schreiber (42)
57. Windecker, D. Funktionelle Abformung teilbezahnter
Kiefer.
Zahnärztl. Welt Reform 60/289/(1959)
58. Windecker, D. Prothetische Parodontaltherapie
und Prophylaxe.
Zahnärztl. Welt Reform 61/303/(1960)
59. Windecker, D. Abformung des Prothesenlagers für
den Modelleinstückguß.
Zahnärztl. Welt Reform 63/127/(1962)
60. Windecker, D. Die physiologische Orientierung bei
der prothetischen Versorgung des
partiellen Gebißschadens.
Habilitationsschrift / Frankfurt 1962
61. Windecker, D. Die Messung des durchschnittlichen
Kaukraftaufnahmevermögens mittels
einer eigenstabilen Kaukraftmeßdose.
Dt. zahnärztl. Z. 19/808/(1964)

An dieser Stelle möchte ich Herrn Priv.Doiz. Dr. D. Win-decker meinen herzlichsten Dank aussprechen. Er hat mir nicht nur das Thema der Arbeit überlassen und das Referat übernommen, sondern stand mir jederzeit mit wertvollen Ratschlägen auf allen Gebieten zur Seite, räumte viele organisatorische Schwierigkeiten aus dem Wege und stellte mir persönliche Literatur zur Verfügung. Ganz besonders möchte ich mich für die Hilfe und das mir entgegengebrachte Vertrauen im Zusammenhang mit der Einarbeitung in den meß-technischen Teil dieser Arbeit bedanken.

Ebenso darf ich Herrn Professor Dr. M. Kuck für sein lebhaftes Interesse an meiner Arbeit, seine wertvollen Ratschläge und wohlwollende Unterstützung danken. In der unter seiner Leitung stehenden prothetischen Abteilung fanden die klinisch-experimentellen Arbeiten statt.

Weiterhin möchte ich dem Direktor des Zahnärztlichen Universitätsinstitutes der Freiherr Carl von Rothschild'schen Stiftung "CAROLINUM", Herrn Professor Dr.J.F.v.Reckow, für die Erlaubnis danken, die Untersuchungen am Institut durchführen zu dürfen.

Die Kaukraftmessungen wurden mit Hilfe des durch Unterstützung der Landesversicherungsanstalt Hessen an der Universitäts-Zahnklinik "Carolinum" entwickelten elektrischen Kaukraftmeßverfahrens durchgeführt. Der Landesversicherungsanstalt Hessen danke ich für die wertvolle Förderung meiner Arbeit.

Lebenslauf.

Am 21.9.1931 wurde ich als Sohn des Geschäftsführers Curt Renneberg und seiner Ehefrau Maria, geborene Hammann, in Frankfurt am Main geboren.

1936 zogen meine Eltern nach Ober-Mörlen bei Bad-Nauheim. Hier besuchte ich von 1938 bis 1942 die Grundschule, danach das Gymnasium in Bad-Nauheim bis zur Obersecundareife (1948).

Von 1948 bis 1952 erlernte ich das Zahntechnikerhandwerk und schloß die Lehre mit der Gesellenprüfung ab. Danach war ich in verschiedenen gewerblichen und Praxislaboratorien tätig.

Am Abendgymnasium für Berufstätige im Goethe-Gymnasium zu Frankfurt am Main legte ich nach dreijährigem Besuch am 15. September 1959 die Reifeprüfung ab.

Im Wintersemester 1959/60 begann ich das Studium der Zahnmedizin an der Johann Wolfgang Goethe-Universität in Frankfurt am Main und setzte es dort bis zum Staatsexamen im Wintersemester 1964/65 fort.

Seit dem 1. April 1965 bin ich in der prothetischen Abteilung des zahnärztlichen Universitätsinstitutes "CAROLINUM" in Frankfurt am Main tätig.

Verzeichnis meiner akademischen Lehrer.

W. Artelt	Prof.Dr.med., Dr.med.dent. et Dr.phil. (Geschichte der Medizin)
M. Czerny	Prof.Dr.phil. (Physik)
H. Fischer	Prof.Dr.med. (Physiologische und klinische Chemie)
J. Frey	Prof.Dr.med. (Innere Medizin)
H. Frick	Prof.Dr.med. (Anatomie)
H. Giersberg	Prof.Dr.phil. (Zoologie)
U. Graff	Prof.Dr.med. (Chirurgie)
K. Greven	Prof.Dr.med. (Physiologie)
P. Hauser	Prof.Dr.med. et Prof.Dr.med.dent. (Zahnheilkunde)
E. Heinz	Prof.Dr.med. (Physiologische Chemie)
F. Herrmann	Prof.Dr.med. (Dermatologie)
H.H. Hirsch	Priv.Doiz.Dr.med. (Chirurgie)
A. Kleinschmidt	Prof.Dr.med. (Hygiene u.Bakteriologie)
W. Koller	Lehrbeauftragter Dr.med.dent. (Kieferorthopädie)
F. Kreter	Priv.Doiz.Dr.med. et Dr.med.dent. (Zahn-Mund-und Kiefer- heilkunde)
M. Kuck	Prof.Dr.med.dent. (Zahnärztl. Prothetik)
E. Landes	Prof.Dr.med. (Dermatologie)
H. Lapp	Prof.Dr.med. (Pathologie)
K. Luff	Prof.Dr.med. (Gerichtliche und soziale Medizin)
H. Martin	Prof.Dr.med. (Innere Medizin)
H. Müser	Prof.Dr.rer.nat. (Physik)
R. Ortmann	Prof.Dr.med. (Anatomie)
J.F.v.Reckow	Prof.Dr.med.dent. (Zahn-Mund-und Kiefer- heilkunde)

W. Ried	Prof.Dr.phil.nat.	(Organische Chemie)
W. Ristow	Priv.Doiz.Dr.med.	(Hals-Nasen- und Ohrenheilkunde)
W. Rotter	Prof.Dr.med.	(Pathologie)
P. Royen	Prof.Dr.phil.nat.	(Anorganische Chemie)
R. Schneider	Prof.Dr.med.	(Anatomie)
H.J. Schümann	Prof.Dr.med.	(Pharmakologie und Toxikologie)
D. Starck	Prof.Dr.med.	(Anatomie)
G.K. Steigleder	Prof.Dr.med.	(Dermatologie)
K. Wezler	Prof.Dr.med.	(Physiologie)
T. Wieland	Prof.Dr.phil.	(Organische Chemie)
D. Windecker	Priv.Doiz. Dr.med.dent.	(Zahnärztliche Prothe- tik)
R.K. Zahn	Prof.Dr.med.	(Physiologische Chemie)
H. Zimmermann	Prof.Dr.med.	(Pathologie)

Ehrenwörtliche Erklärung

Ich erkläre ehrenwörtlich, daß ich die der Medizinischen Fakultät der Universität Frankfurt am Main zur Promotionsprüfung eingereichte Arbeit mit dem Titel:

"Klinisch-experimentelle Untersuchungen über das Funktionsverhalten abgestützter Unterkiefer-Freiidprothesen mit breitflächig medianer Verbindung unter Verwendung zusätzlicher federnder Appendices"

im zahnärztlichen Universitätsinstitut "CAROLINUM" unter Leitung von Herrn Priv.Do. Dr. D. Windecker ohne sonstige Hilfe selbst durchgeführt und bei der Abfassung der Arbeit keine anderen als die in der Dissertation angeführten Hilfsmittel benutzt habe.

Ich habe bisher an keiner in- und ausländischen Medizinischen Fakultät ein Gesuch um Zulassung zur Promotion eingereicht, noch die vorliegende oder eine andere Arbeit als Dissertation vorgelegt.

Vorliegende Arbeit wurde in keinem Publikationsorgan veröffentlicht.

Frankfurt am Main

